

DIALOG(R) File 347:JAPIO
(c) 2005 JPO & JAPIO. All rts. reserv.

07521023 **Image available**
RADIATION DETECTOR

PUB. NO.: 2003-014854 [JP 2003014854 A]
PUBLISHED: January 15, 2003 (20030115)
INVENTOR(s): EMOTO KENGO
APPLICANT(s): CANON INC
APPL. NO.: 2001-194950 [JP 2001194950]
FILED: June 27, 2001 (20010627)
INTL CLASS: G01T-001/20; H01L-031/09

ABSTRACT

PROBLEM TO BE SOLVED: To reduce the weight and thickness of a radiation detector without lowering the mechanical strength significantly.

SOLUTION: The radiation detector comprises means for converting radiation into an electric signal, a supporting member for mounting the converting means, and means for processing the converted electric signal disposed on the rear side of the supporting member wherein a recess is made in the supporting member in correspondence with the position of the processing means and a material for shielding radiation to the supporting member is buried in the recess.

COPYRIGHT: (C)2003,JPO

BEST AVAILABLE COPY

(10)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開2003-14854

(P2003-14854A)

(13)公開日 平成15年1月15日(2003.1.15)

(51)Int.Cl.

G01T 1/20

類別記号

F 1

チカード(参考)

G01T 1/20

E 2 G 0 8 8

H 01 L 31/00

H 01 L 31/00

G 5 F 0 8 8

L

A

審査請求 未提出 請求項の数8 CL (全 6 頁)

(21)出願番号

特願2001-194850(P2001-194850)

(22)出願日

平成13年6月27日(2001.6.27)

(71)出願人

キヤノン株式会社

東京都大田区下丸子3丁目80番2号

(72)代理人

江下 錠平

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ

ノン株式会社

(73)代理人

李惠士 山下 錠平

ドクーム(参考) 2002 E01 E22B PP02 PP04 PP05

PP08 CC1B JJ05 JJ08 JJ28

EP028 EA16 8803 8807 EA04 EA06

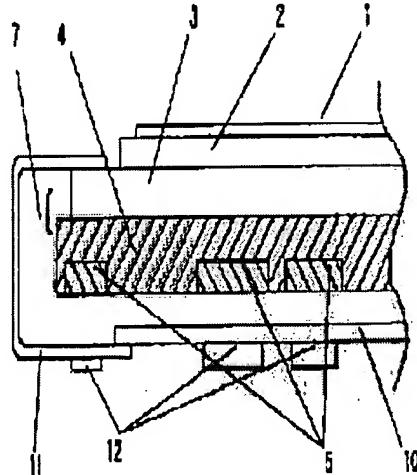
EA20 EA10 EA15 LA08

(54)【発明の名称】 放射線検出装置

(57)【要約】

【課題】 信頼的強度を著しく低下させることなく放射線検出装置を軽量化、薄型化する。

【解決手段】 放射線を電気信号に変換する変換手段と、前記変換手段が取付けられる支持部材と、前記支持部材の表面側に設けられており前記変換手段で変換された電気信号を処理する処理手段とを備えた放射線検出装置において、前記支持部材に前記処理手段の設けられた位置に合わせて凹部を形成し、該凹部に前記処理手段への放射線を遮蔽する遮蔽材を埋設していることを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 放射線を電気信号に変換する変換手段と、前記変換手段が配置される支持部材と、前記支持部材の表面側に設けられており前記変換手段で変換された電気信号を処理する処理手段とを備えた放射線検出装置において、

前記支持部材に前記処理手段の設けられた位置に合わせて凹部を形成し、該凹部に前記処理手段への放射線を遮断する遮断部を構成していふことを特徴とする放射線検出装置。

【請求項2】 前記遮断部の大きさを、前記処理手段以上の大きさとしていることを特徴とする請求項1記載の放射線検出装置。

【請求項3】 前記凹部設させと、前記遮断部の厚さとの関係が

d : h = 1

であることを特徴とする請求項1又は2記載の放射線検出装置。

【請求項4】 前記変換手段は、放射線を一旦光に変換した後に電気信号に変換することを特徴とする請求項1からいすれか1項記載の放射線検出装置。

【請求項5】 前記処理手段は、前記変換手段に接続されているフレキシブル基板に接続されている複数回路であることを特徴とする請求項1からいすれか1項記載の放射線検出装置。

【請求項6】 請求項1からいすれか1項記載の放射線検出装置を備えることを特徴とする放射線検出システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、放射線検出装置に関するものである。特に、医療用のX線検出装置や、産業用の破壊検査装置など放射線検出装置に関するものである。

【0002】 なお、本明細書では、放射線の単位を「 μ レ²」、「 μ レ²/ミリ」、「 μ レ²/ミリ²」などと表記するものとする。

【0003】

【従来の技術】 近年、液晶ディスプレイ（LCD）に代表される光電変換半導体材料の開発により、光電変換素子を大面积基板上に2次元に多段形成した2次元センサの開発が進み、実用化に至っている。このような2次元センサの中には、主に医療用の診断装置としてX線を画像化する医用用X線用2次元センサがある。

【0004】 X線用2次元センサには、X線の変換方式の違いにより主に直接変換方式と直達変換方式の2方式に分けられる。間接変換方式は、X線を蛍光体によって可視光に変換し、この可視光を光電変換素子によって電荷に変換し、その電荷をトランジスタを介して読み出すものである。一方、直達変換方式は、X線を電荷に直接変換し、その電荷をトランジスタを介して読み出すもの

である。

【0005】 医療用としてのX線用2次元センサにおいては、従来のスクリーン/フィルム系と同様に吸収型と可視型のX線用2次元センサが主流であり、特に可視型のX線用2次元センサにおいては小型・軽量・多型化が望まれている。

【0006】 図3は、間接変換方式2次元センサを用いたX線検出装置の断面を模式的に示した模式断面図である。図3は、図3の下から見た図である。図3、図4において、1はX線を可視光に変換するための蛍光体、2は光電変換素子とトランジスタからなる基板を2次元的に配したセンサ部、3はガラス等の説明性材料からなる基板、4は比較的厚さなりと台金等の金属材料からなる機械的强度を高めたための支持板である。蛍光体1とセンサ部2、基板3と支持板4は各々接着材により接着固定されている。

【0007】 また、5はPb等の比較的原子番号の大きい材料からなり蛍光体1を通過したX線を吸収または遮蔽するX線遮断部であり、支持板4に接着もしくはねじにより接着されている。7は支持部材であり、基板3と支持板4から構成されている。10はセンサ部2から母だて母を処理するための電気回路基板、11はセンサ部2と電気回路基板10を電気的に接続するためのフレキシブル配線、12はセンサ部2の駆動やセンサ部2から出た信号を読み、処理するための集積回路（IC）である。

【0008】 次に、図3、図4に示すX線検出装置の動作について説明する。X線発生部より照射されたX線は蛍光体1により可視光変換され、その光量に応じた電荷がセンサ部2内の光電変換素子に蓄積される。光電変換素子に蓄積された電荷はセンサ部2内のトランジスタ、フレキシブル配線11及びIC12を介して電圧として読み出される。読み出された電圧（情報）は電気回路基板10上のIC12によって適切な処理が行われ、画像を得る。

【0009】 ところで、蛍光体1のない構造に選択されたX線や、蛍光体1で可視光変換されずに通過したX線がフレキシブル配線11や電気回路基板10上のIC12に照射されると、IC12の誤動作や特性劣化の原因となる。この問題を回避するために、支持板4と電気回路基板10の間に、支持板4のX線遮断部内の大ささとほぼ同じ大きさのX線遮断板を設けている。

【0010】 なお、X線遮断板5の厚みは、実用上照射されるX線量に対し、遮蔽の性能や耐久性を考慮して実用上IC12が問題なく動作するレベルまでX線を遮蔽するように決められている。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、従来の技術は、X線遮断板の厚み分だけX線検出装置の厚みが増えてしまい大型化を防ぐ要因となつた。これを回避す

る手段としてX線遮蔽板の厚み分だけ支持部材を高くする方法が考えられるが、この場合は支持部の機械的強度が著しく低下するという新たな問題が生じる。

【0012】また、従来の技術は、電気回路基板の全面及びフレキシブル配線上のICにX線が照射されないような構造としているため、X線が照射されても実用上問題ない電気回路基板上の配線等、IC以外の領域までX線遮蔽板を配しており、これによりX線遮蔽出装置が複雑化するという問題があった。

【0013】そこで、本発明は、機械的強度を著しく低下させることなく放射線検出装置を複雑化・複雑化することを課題とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、本発明は、放射線を電気信号に変換する変換手段と、射出変換手段が設置される支持部材と、前記支持部材の表面側に設けられており射出変換手段で変換された電気信号を処理する処理手段とを備えた放射線検出装置において、前記支持部材に前記処理手段の設けられた位置に合わせて凹部を形成し、該凹部に前記処理手段への放射線を遮蔽する遮蔽材を埋設していることを特徴とする。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

【0016】(実施形態1) 図1は、本発明の実施形態1のX線検出装置の模式的な断面図である。図1には、いわゆる間接変換方式で2次元センサを用いたX線検出装置を示している。図2は、図1の下から見た図である。

【0017】図1、図2において、1はX線を可視光に変換するための蛍光体、2は光電変換素子とトランジスタからなる遮断部を2次元的に記したセンサ部、3はガラス等の絶縁性材料からなる基板、4は比較的絶縁性の高い合金等の金属材料からなる機械的強度を高めるための支持板であり以下説明するIC12の実装位置に合わせて凹部が形成されている。並光体1とセンサ部2、基板3と支持板4は各々接着剤により接着固定されている。

【0018】また、15はPb等の比較的原子番号の大きい材料からなり蛍光体1を通過したX線を吸收または遮蔽するX線遮蔽材であり、支持板4の電気回路基板10側にIC12のX線が照射される面以上の大きさの凹部内に埋設されている。7は支持部材であり、基板3と支持板4から構成されている。10はセンサ部2から得た信号を処理するための電気回路基板、11はセンサ部2と電気回路基板10を電気的に接続するためのフレキシブル配線、12はセンサ部2の駆動や、センサ部2から得た信号を転送、処理するための実装回路(1C)である。

【0019】本実施形態では、支持部材7に複数の凹部を設けるように加工して、該複数の凹部にX線遮蔽材15を埋設している。このため、加工されていない支持部材7とX線遮蔽材15(図3)とをそれぞれ重ねるX線検出装置に比して、X線遮蔽材15の厚さ分だけ複雑化できる。また、X線遮蔽材15の厚さから支持部材7の凹部に埋設されたX線遮蔽材15の厚さを差引いた分だけ複雑化できる。

【0020】また、支持部材7の凹部の厚さはX線遮蔽材15の厚さ以上にしており、すなわち、支持部材7の凹部厚さをd、X線遮蔽材15の厚さをeとすると、

d > e

の関係にあらため、支持部材7の表面からX線遮蔽材15が突出しないようにしている。なお、支持部材7は、IC12の上部にだけ凹部を設けているだけであるので、機械的強度は、さほど低下しない。ちなみに、支持部材7の機械的強度が低下するようであれば、支持部材7の材料を軽く、かつ強度のあるものに代えて厚くすればよい。

【0021】ここで、本実施形態では、X線遮蔽材15がX線の進行方向に対し、支持部材7、X線遮蔽材15、電気回路基板10の順で配置することにより、X線遮蔽材15を、IC12に近いところに設けて、IC12に近づいて射出に進行していくX線を遮蔽しやすくしている。検査すると、X線遮蔽材15の面積を小さくしても、射出に進行していくX線を遮蔽できる。

【0022】一方、医療用で特定の部位の撮影を行う複数窓型のX線検出装置の場合にはX線との位置関係はおおよそ決まっている。また、X線源から距離されるX線は発散性である。この場合、X線遮蔽材15がIC12から遠いほどIC12に検出されるX線遮蔽材15の面積が大きくなる。すなわち遮蔽エリアを大きくとれるため、X線遮蔽材15、IC12の対応位置面積を大きくすることができる。もしくは小さい面積でIC12に検出されるX線を遮蔽できる。

【0023】そこで、医療用のX線検出装置は、X線遮蔽材15を、支持板4の基板3側に埋設するとよい。

【0024】なお、図3に示すように基板3に凹部を設け、そこにX線遮蔽材15を埋設してもよい。

【0025】さらに、本実施形態では、いわゆる直接変換方式のX線検出装置を開示したが、いわゆる間接変換方式の放射線検出装置であっても、同様にX線遮蔽材15を設けることができる。

【0026】(実施形態2) 図6は、本発明の実施形態2のX線検出システムの模式的な構成図である。X線チューブ60と50で発生したX線50は患者あるいは被検者60の1の胸部606と607を通過し、放射線検出装置604に入射する。この入射したX線には患者606の1の作内部の情報が含まれている。X線の入射に対応して蛍光体は発光し、これを光電変換して電気的情報を得る。この情報は、デジタルに変換されイメージプロセッサ607と608により画像処理され制御室のディスプレー

イ50.80で観察できる。

【0027】また、この情報は電話回線ヨロヨロ等の伝送手段により送信地へ転送でき、別の場所のドクターリークなどディスプレイ50.81に表示もしくは光ディスク等の保存手段に保存することができ、送信地の医療が診断することも可能である。またフィルムプロセッサー1.0に添付フィルム6-1.0に記録することもできる。

【0028】なお、本実施形態では、光電変換装置を、×線診断システムへ適用する場合について説明したが、×線以外の○線、△線、△線等の放射線を用いた非破壊検査装置などの放射線検査システムにも適用することができる。

【0029】

【発明の効用】以上説明したように、本発明によると、適所にだけ遮蔽材を設けているので、処理手段への放射線を遮蔽しながら放射線検出装置を簡素化・小型化することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態1の×線検出装置の模式的な

断面図である。

【図2】図1の下から見た図である。

【図3】間接受光方式2次元センサを用いた×線検出装置の断面を模式的に示した模式断面図である。

【図4】図3の下から見た図である。

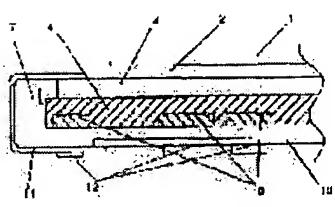
【図5】図1に対応する文形図を示す図である。

【図6】本発明の実施形態2の×線検出システムの模式的な構成図である。

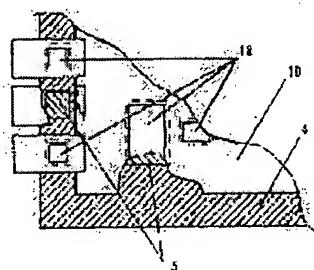
【符号の説明】

- 1. 増光体
- 2. センサ部
- 3. 基台
- 4. 支持板
- 5. 放射線遮蔽板
- 7. 基台3と支持板4から構成される支持部材
- 10. 電気回路基板
- 11. フレキシブル基板
- 12. センサ部2の駆動及びセンサ部2から得た信号を処理するためのIC

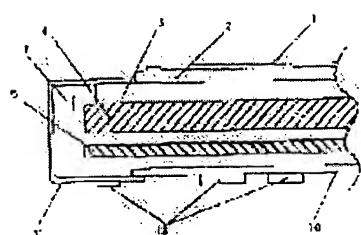
【図1】



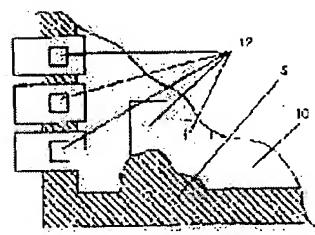
【図2】



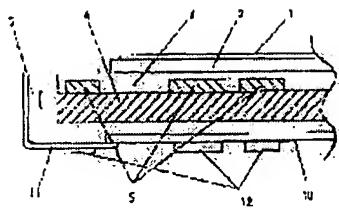
【図3】



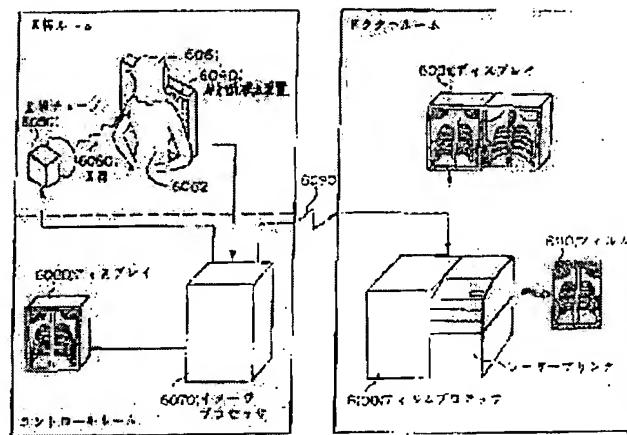
【図4】



【図5】



【図6】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.